

Fluid actuator for implantable cardiac assist operating in counter pulse mode.

Publication number: FR2767874 (A1)

Publication date: 1999-03-05

Inventor(s): LOCATELLI MARCEL; GROSS JEAN ANTOINE; BOUVIER ALAIN +

Applicant(s): COMMISSARIAT ENERGIE ATOMIQUE [FR] +

Classification:

- **international:** **F04B43/08**; A61M1/10; A61M1/12; **F04B43/00**; A61M1/10; (IPC1-7): A61M1/12; F04B43/00; F15B3/00

- **European:** F04B43/08D

Application number: FR19970010656 19970826

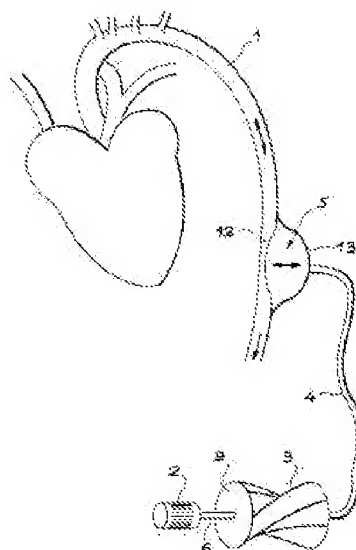
Priority number(s): FR19970010656 19970826

Cited documents:

-  DE19600667 (A1)
-  US3066853 (A)
-  GB1242418 (A)
-  US5090297 (A)
-  US4108050 (A)

Abstract of **FR 2767874 (A1)**

Uses an elastically deformable part in a fiber deformable armature which is subjected to a torsion movement. The actuator exerts fluid pressure. It includes motors (2) to furnish a rotational movement and fluid seals which are deformed by a rotational movement provided by the motors. The fluid seals include a section (3) which can be elastically deformed. The motors and this section are arranged so that it is twisted in response to the rotational movement. The effect of the twisting movement is to exert a pressure on the fluid. The elastic section returns to its original state in the absence of a rotational movement. The section is a flexible envelope (7) confined in a deformable armature (8) which includes fibers (11) having a low resistance to torsion and flexion. These fibers are submitted to the twisting movement.



Data supplied from the **espacenet** database — Worldwide



Europäisches
Patentamt
European Patent
Office
Office européen
des brevets

Description of FR2767874

Print

Copy

Contact Us

Close

Result Page

Notice: This translation is produced by an automated process; it is intended only to make the technical content of the original document sufficiently clear in the target language. This service is not a replacement for professional translation services. The esp@cenet® Terms and Conditions of use are also applicable to the use of the translation tool and the results derived therefrom.

ACTUATOR TO EXERT A FLUID PRESSURE, A LOW CONSUMPTION OF ENERGY

Technical field

Present invention relates to an actuator to exert a fluid pressure, with low consumption of energy.

This device type is particularly useful for the situations where the power source has a limited capacitance and where autonomy is a paramount parameter. It is especially the case for the established assist systems cardiac.

The apparatuses of cardiac assistance currently used, such as the system NOVACORT NP 100 of company BAXTER and HEARTMATES IP of the company TCI use a cardiac pump comprising an actuator and a flexible chamber or pocket. The flexible chamber fills or empty periodically of blood under the action of the actuator.

⚙ top This actuator is either an electromagnet, or an electric motor with transformation, by means of a cam, supplied circular movement by the electric motor in linear movement. The mechanical action is done on the pocket (out of polyurethane) placed in derivation on the left ventricle of the patient. Valves, allowing an unidirectional circulation of the blood, are placed at the inlet and the outlet of the pocket.

These apparatuses pose a certain number of problems. Their operation, into parallel with the native heart, involves a nonsynergetic operation of this one with for consequence, in the majority of the cases, a degradation of the functions of the heart. The apparatus of assistance must thus compensate entirely for the left ventricle of the patient what, associated an average yield of the actuators, implies a high electrical power (about 25 W). . It results from it that the electrical supply necessary to ensure a one day autonomy must be supplied by relatively bulky batteries, nonimplantable in the human body. These batteries are outer with the body. They are spans in shoulder-belt or with the belt, the electric connection with the established apparatus being done by a transcutaneous cable.

These apparatuses cause also micro or macro-thromboembolismes which are due especially to the large synthetic exchange surface and the hydraulic design inducing of the regions of turbulence or damning up. The actuators and the valves induce a substantial noise, involving an embarrassment for the patient and his entourage. The safety of these apparatuses is of doubtful validity. A tear of the pocket can involve a haemorrhage or a gaseous embolism. An unspecified failure can have fatal consequences in the some second bus the native heart does not work more.

The placement of such an apparatus requires a total extracorporeal circulation as well as an incision of the apex of the heart for the installation of a cannula. These operations are always invalidating for the native heart.

One knows also projects of apparatuses using of the skeletal muscles such as the latissimus dorsi as an actuator. The muscle can be rolled up around I' aorta (aortomyoplastie) or of the heart (cardiomyoplastie). It can also indirectly actuate a blood bag using a mechanical or hydraulic transformation.

The muscle is in this case actuated periodically using an apparatus of type stimulator of will handle to exert a mechanical action on the cardiovascular system. These apparatuses present a certain number of disadvantages. Their placement requires a surgical operation heavy and invalidating for an patient already weakened. The physiological transformation of the muscle to make it adapted with a quick operation cyclic requires a learning of several weeks, with the result that the apparatus of cardiac assistance is not operational immediately after the operation. Two operations under general anaesthesia are necessary to put in place the system permanently. In the long term, of the problems of tiredness of the muscle can appear. Lastly, the effectiveness of the system of the point of view of the long-term mortality is discussed.

It was also proposed, in particular in patent US-A-5 290.227, to place a centrifugal pump in series on the aorta rising and functioning in phase with the native heart. The operation of the pump in this part of the aorta makes it possible to feed the brain well and high body whose branchings end in the aortic stick. However, the placement of the centrifugal pump

requires a total extracorporeal circulation, always invalidating. The coronary arteries left and right being located immediately in outlet of the heart after the aortic valve, and thus upstream of the turbine of assistance, operation in systole of the centrifugal pump causes a reduction in the coronary pressure and thus a left and especially right coronary deficit.

One knows spreading of the centrifugal pumps placed in derivation on the left ventricle. These apparatuses potentially allow an improved reliability because of absence of diaphragm or polymeric material bag whose behaviour in time, with repeated biasing, is always problematic. Moreover, they also make it possible to be freed from the delicate problem consisted the compensating in pressure resultant of the volume changes of the pockets. Nevertheless, of serious problems remain concerning: the reliability of the bearings or the bearings, the problems of thrombus on the bearings, of the problems of noise, the necessity of an extracorporeal circulation for the placement of these apparatuses. Moreover, a failure of the pump can involve an operation in closed circuit of the heart because there is no valve. Moreover, there is risk of coagulation in the branch in derivation.

Apparatuses of cardiac assistance functioning in against-pulsation are known in addition. The pumps with intra-aortic balloon (IABP) are used clinically since the years 1960 in recovering of cardiac shock. The balloon is inserted in the aorta of the patient, generally by the femoral artery. An outer console makes it possible to inflate and deflate the balloon, with héliurn, in synchronism with the heart. The balloon inflated in diastole and is deflated in systole. The deflating of the balloon decreases the post-load of the heart which, so ejects more blood. The inflation of the balloon in diastole goes up the aortic pressure and forces the blood in the arterial circuit. Nevertheless, the IABP are not adapt with a long-term assistance for at least two reasons. On the one hand, the balloon would not resist it of a mechanical point of view. In addition, operation requires a console and an outer gas storage somewhat compatible with a normal life. Moreover, the percutaneous passage of the pneumatic connection pieces constitutes a source of substantial infection.

One can also use the aortomyoplastie to exert the action of against-pulsation, by rolling up a skeletal muscle (generally the latissimus dorsi) around the aorta. This method present disadvantages mentioned higher as for the use of the skeletal muscles. Moreover, one can fear an injury of the aortic wall because of repeated compressions of the aorta.

The article of A. KANTROWITZ and Al heading "A Mechanical Auxiliary Ventricle. Histologic Responses to Long-term, Intermittent Pumping in Calves ", published in the Trans review. Amndt. Ploughshare Artif. Intern. Organs, Flight. 41, pages M340-M345, 1995, described a project tested in the animal. An extra-aortic balloon is put in action according to the same principle as the IABP. This system present always the disadvantage of requiring a portable, but

⌘ top

Other projects, using the principle of the against-pulsation, were revealed. They are described in documents WO 93/05827, EP-A-0 216.042, WO 92/08500 and US-A-4 979.936.

In US-A-4 938.766, R.K. JARVIK describes apparatuses established on the aorta and carrying out a passive hydraulic storage with hydraulic energy transfer between the phase systole and the phase diastole. The described storage systems are either mechanical (using a structure spring), or magnetic (using permanent magnets). These apparatuses were apparently not tested substantially. In any case, the actual profit of cardiac flow should be limited, the apparatuses not bringing any energy to the cardiac system.

Background art

The against-pulsation is produced pendent the diastole by reducing of the volume of the aorta, which results in a momentary increase of blood flow. This reducing of volume of the aorta is obtained by deformation of the envelope of the aorta. Because of substantial stiffness of the aorta, a flexible membrane is inserted in the aortic circuit and it is on it that the deformation is applied. Because of the risks of hémolyse, the deformations of the membrane must be controlled. A solution consists in producing the deformation by the applying of an external pressure on a membrane of adapt structure and geometry. The external pressure is transmitted by fluid. For reasons of safety, this fluid is liquid compatible with the operation of the blood circuit. A gas is to be proscribed because of the risks of embolism in the event of rupture of the membrane.

The control of the fluid pressure is obtained by an actuator of which the cycle of working present two distinct phases: a phase motor and a phase of recovering. Pendent the phase motor, the fluid one is used to compress the membrane inserted in the aortic circuit. In this case, the fluid pressure must be upper with that prevailing in the blood system. Pendent the phase of recovering, blood flow product by the heart pushes back the fluid one.

In order to minimize the consumed energy, the actuator must have a pendent high efficiency the phase motor of the cycle of operation and have a high compliance pendent the phase of recovering.

The actuators of the known art use either an acting rotary electric motor on a pocket, via a system with cam, or ordering a piston or bellows with straight displacement, or an acting electromagnet directly on a pocket. In the case of the bellows, the transformation of the rotary motion, supplied by the motor, in translational motion is done via a system female screw or of a worm. Such apparatuses are of enough complex design in order to reach high efficiencies and thus of limited reliability.

Pendent the phase of recovering the systems of type to cam or female screw or worms are not reversible. This implies that it is necessary to provide energy to the motor to accompany displacement by volume caused by blood flow.

Generally, the actuator functions in a space inevitably limited. In order to allow the volume change of the bellows the space of the outer actuator the bellows is filled with a gas of which the pressure is near of that of the blood system. The volume change of the bellows results necessarily in a pressure change of the gas which is opposed to the movement of the bellows. This results in a fall of the compliance of the bellows and thus a fall of the overall yield. To limit this phenomenon, of the compensation systems of volume allowing to limit the pressure changes were proposed, for example in patent US-A-5 207.709 or the article "Development off Compliance Chamber Diaphragms with Reduced Permeability" of C.R. McMILLIN and Al, published in the review J. Biomed. MATER. Abstr. : Applied Biomaterials, Flight. 23, No Al, pages 117-128, 1989. These systems use an established deformable volume of which the present deformable envelope of the problems of fibrination which limit their effectiveness. A solution with these problems consists in using the elasticity of the system to store energy pendent the phase of recovering and to restore it pendent the phase motor. This solution results in an additional load for the pendent heart the systole and it is substantial to limit it, to control it. In the front art, springs are used and controls it of their stiffness implies system complex.

Exposed invention

The present invention makes it possible to cure the disadvantages of the front art.

It is proposed an actuator to exert a fluid pressure comprising of the motor means, capable to provide a rotary motion, and means sealed to that fluid, deformable under the action of the supplied rotary motion by the motor means and intended to be filled of the aforesaid fluid, characterised in that the sealed means include/understand a deformable member resiliently, the motor means and the aforementioned body being arranged so that the aforementioned body is subjected to a movement of twist in response to that the rotary motion, the movement of twist resulting in ' exerting a pressure on the fluid one, the deformable member resiliently turning over to its initial state in the absence of supplied rotary motion.

Advantageously, the aforementioned deformable member resiliently consists of a flexible envelope confined in a deformable reinforcement, the aforementioned reinforcement being subjected to the movement of twist. According to a beneficial embodiment, the reinforcement includes/understands fibres presenting a low resistance at the twist and the inflection, these fibres being subjected to that the movement of twist. The deformable member resiliently can have the shape of a cylinder. In this case, the fibres of the reinforcement can connect the bases of the cylinder, one of the bases being subjected to the supplied rotary motion by the motor means and the other bases being fixed.

⌘ top

The motor means can be consisted an electric motor whose rotor is connected mechanically to the deformable member resiliently. In a first variant, the stator of the electric motor is longer than the rotor so as to take account of an axial displacement of the rotor when the movement of twist to which the aforementioned deformable member is subjected resiliently involves a modifying of dimension of the aforesaid body causing the aforementioned axial displacement of the rotor. In one second variant, the deformable member resiliently can have average compensators preventing a modifying of dimension of the aforesaid body which would tend to cause an axial displacement of the rotor when the aforementioned body is subjected to the movement of twist. These average compensators for example are consisted fibres of which the length is such as they are curved when the aforementioned body is not subjected to that the movement of twist.

The sealed means can include/understand moreover a pocket in communication of fluid with the aforementioned body, the aforementioned movement of twist having for consequence to reduce the volume offered by the aforementioned body to that fluid and to increase in proportion the volume offered by the aforementioned pocket to that the fluid one. This actuator can advantageously constitute a member of a cardiac apparatus of assistance, the aforementioned pocket possessing of the means to place it on the aorta of an patient and to enable him to exert an action on the aorta.

The deformable member resiliently can include/understand two symmetrical parts possessing a common end, the rotary motion being exerted on this common end. Advantageously, the aforementioned parts are flexible material envelopes, each one being confined in a deformable reinforcement subjected to that the movement of twist. The reinforcements can include/understand fibres presenting a low resistance at the twist and the inflection, these fibres being subjected to that the movement of twist. The motor means can be consisted a concentric electric motor to that the deformable member resiliently and possessing an annular rotor integral of the common end of these two parts. According to another performing, drive means are envisaged between the common end of the two parts of the aforesaid body and the motor means. These drive means can be a system with gears, or rollers or belts. This actuator can constitute a member of a cardiac apparatus of assistance functioning in against-pulsation, the aforementioned deformable member resiliently being inserted on the aorta of an patient.

The deformable member resiliently can be placed in an enclosure filled with a gas and connected to an apparatus of pressure compensation.

If the motor means are an electric motor, it is beneficial to envisage switching means to connect the motor on an electric power source when the motor must transmit a rotary motion, and to disconnect the motor of the source to transform it into generator of tension so as to charge of the energy storage means at the time of the return of the deformable member resiliently to its initial state.

Brief description of the drawings

The invention will be included/understood better and other advantages and features will appear with the reading of the description which will follow, given as nonrestrictive example, accompanied by the annexed drawings among which

- figure 1 represents, of manner schematic, an actuator in accordance with the invention and used as a member of a cardiac apparatus of assistance functioning in against-pulsation
- figure 2 represents a member of the actuator in accordance with the invention
- figure 3 in accordance with the invention represents a first variant of an actuator
- figure 4 in accordance with the invention represents one second variant of an actuator
- figure 5 represents an actuator of the reversible type, in accordance with the invention;
- figure 6 represents a first variant of an actuator with deformable member with two symmetrical parts, in accordance with the invention;
- figure 7 represents a second variant of an actuator with deformable member with two symmetrical parts, in accordance with the invention.

Detailed description of embodiments of p the invention

Figure 1 in accordance with the invention represents an actuator and used in a cardiac apparatus of assistance functioning in against-pulsation. It makes it possible to exert a fluid pressure on the descending part of aorta 1 of an patient. The actuator includes/understands a rotary motor 2, for example an electric motor. In other applying, this motor could be an hydraulic motor, a pneumatic motor, a piezoelectric motor or acoustic.

The actuator includes/understands also a body 3, deformable resiliently, connected by a flexible conduit 4 to a pocket 5 placed on the aorta. Body 3, the flexible conduit 4 and pocket 5 are filled with fluid biocompatible, for example of the physiological serum or a surrogate of the blood such as the Dextran.

Body 3 is represented single and in rest position on figure 2. It constitutes deformable bellows by twist under the effect of the rotary motion which is communicated to him by axis 6 integral of rotor of the motor 2.

In order to guarantee an high efficiency, the body or bellows 3 must have a high compliance. A way of obtaining this property is to produce bellows 3 by means of a sealed and very flexible envelope 7 (for example out of silicone or latex) associated a reinforcement 8 which develops the movement of twist in response with the rotary motion communicated by axis 6.

⌘ top

Reinforcement 8 of bellows 3 is for example of form cylindrical. In this case, it present two bases 9 and 10, out of stiff material, connected between them by fibres 11 presenting a low resistance at the twist and the inflection. These fibres can be out of synthetic material (for example in Kevlaro or in Nylons or metallic (for example out of stainless steel or tungsten).

Base 9 is made integral of axis 6 of electric motor 2 while base 10 is secured with a part, not represented on figure 1, of the apparatus of cardiac assistance. Thus, a rotary motion communicated at base 9 of bellows 3 causes the twist of the bellows, which reduced its internal volume. Part of the fluid contents in the bellows is thus expelled, thanks to the flexible conduit 4, towards pocket 5. This one is in contact with the circulating blood in the aorta thanks to a flexible membrane 12 inserted in the wall of the aorta. The balance of pocket 5 constitutes a rigid hull 13. Thus, an arrival of fluid in pocket 5 corresponds to a reduction in the aorta.

Bellows in the shape of cylinder of revolution see its length decreasing under the effect of the twist. One of the bases of the sealed bellows being integral of a wall 14 of the cardiac apparatus of assistance, (see figure 3) axis 6 of motor 2 is thus requested axially. To take account of this effect, one can choose a motor 2 which has a stator 15 longer than its rotor 16, as shown in the figure 3. One can also use a grooved transmission shaft allowing the axial movement.

Another solution, illustrated by figure 4, consists in avoiding the axial displacement of base 9 of bellows 3 by using fibres 11, connecting the bases 9 and 10, longer than the bellows. On figure 4, the bellows are represented in strokes full with the resting state and strokes stopped into fine of twist. In mixed stroke, one represented the limiting form which a fibre 11 into fine of twist can take to avoid an axial biasing of axis 6.

Figure 5 represents an actuator in accordance with the invention laid out in an enclosure 15, as that is the case for a cardiac device element of assistance. The inner one of enclosure 15 is filled with a gas to a given pressure. To avoid a pressure change of this gas due to the volume change of bellows 3, enclosure 15 is connected to a chamber of compliance 40 thanks to the flexible conduit 17.

This chamber of compliance is intended to vary in volume in order to compensate for the changes of the volume occupied by gas in enclosure 15.

Bellows 3 being deformable resiliently, the actuator according to 1 invention constitute a reversible system. It does not require a pendent energy input the phase of recovering. Electric motor 2 can then be used as generator during this phase. A switch 18 makes it possible to connect motor 2 either on a battery pack to obtain the twist of bellows 3, or towards a member 19. This member 19 can be a storage member of energy, for example a storage capacity. Member 19 can also be an electrical load making it possible to control the compliance.

The actuator in accordance with the invention can be mounted directly on aorta 1 as that is represented on figures 6 and 7. In this case, it comprises two symmetrical bellows inserted on the aorta making it possible to ensure the continuity of the blood flow conveyed by the aorta. Figures 6 and 7 show the bellows 30 and 32 inserted on the aorta. They are placed inside an enclosure 20 filled with gas and connected to a chamber of compliance 21. The bellows are optimized to limit the risks of deterioration of the blood, the formation of pleats and to avoid the axial efforts pendent the movement of twist of the bellows. A tubular central portion 31 makes it possible to ensure a permanent passage of blood flow through the actuator.

The electric motor 23 can be concentric with the bellows as shown in the figure 6 where the rotor 24 of the motor is annular and integral of bellows 30 and 32 by their adjacent ends.

Electric motor 25 can also be laid out parallel to bellows 30 and 32. In this case, the drive is done by gears. Axis 26 of motor 25 involves a gear wheel 27 in rotation, this gear wheel 27 gearing itself with a toothed crown 28 connected at the adjacent ends of bellows 30 and 32.

⌂ top



Europäisches
Patentamt
European Patent
Office
Office européen
des brevets

[Claims of FR2767874](#)
[Print](#)
[Copy](#)
[Contact Us](#)
[Close](#)

Result Page

Notice: This translation is produced by an automated process; it is intended only to make the technical content of the original document sufficiently clear in the target language. This service is not a replacement for professional translation services. The esp@cenet® Terms and Conditions of use are also applicable to the use of the translation tool and the results derived therefrom.

CLAIMS

1. Actuator to exert a fluid pressure comprising of the motor means (2,23,25), capable to provide a rotary motion, and means sealed to that fluid, deformable under the action of the supplied rotary motion by the motor means and intended to be filled of the aforesaid fluid, characterised in that the sealed means include/understand a body (3,30) deformable resiliently, the motor means and the aforementioned body being arranged so that the aforementioned body is subjected to a movement of twist in response to that the rotary motion, the movement of twist resulting in ' exerting a pressure on the fluid one, the deformable member resiliently turning over to its initial state in the absence of supplied rotary motion.
2. Actuator according to claim 1, characterised in that the aforementioned body (3) deformable resiliently consists of a flexible envelope (7) confined in a deformable reinforcement (8), the aforementioned reinforcement being subjected to the movement of twist.
3. Actuator according to claim 2, characterised in that the aforementioned reinforcement (8) includes/understands fibres (11) presenting a low resistance at the twist and the inflection, these fibres being subjected to that the movement of twist.
4. Actuator according to claim 3, characterised in that the aforementioned body (3) deformable resiliently having the shape of a cylinder, the fibres (11) of the reinforcement (8) connect the bases (9,10) cylinder, one of the bases (9) being subjected to the supplied rotary motion by the motor means (2) and the other bases (10) being fixed.
5. Actuator according to any of claims 1 to the 4, characterised in that motor means being consisted an electric motor (2) whose rotor (16) is connected mechanically to that the body (3) deformable resiliently, the stator (15) of the electric motor is longer than the rotor so as to take account of an axial displacement of the rotor (16) when the movement of twist to which is subjected the aforementioned body (3) deformable resiliently involves a modifying of dimension of the aforesaid body causing the aforementioned axial displacement of the rotor.
6. Actuator according to any of claims 1 to the 4, characterised in that motor means being consisted an electric motor (2) whose rotor is connected mechanically to that the body (3) deformable resiliently, the aforementioned body has average compensators (11) preventing a modifying of dimension of the aforesaid body which would tend to cause an axial displacement of the rotor when the aforementioned body is subjected to the movement of twist.
7. Actuator according to the claim 6, characterised in that the aforementioned compensators means are consisted fibres (11) of which the length is such as they are curved when the aforementioned body (3) is not subjected to that the movement of twist.
8. Actuator according to any of claims 1 to the 7, characterised in that sealed means include/understand moreover a pocket (5) in communication of fluid with the aforementioned body (3), the aforementioned movement of twist having for consequence to reduce the volume offered by the aforementioned body to that fluid and to increase in proportion the volume offered by the aforementioned pocket to that the fluid one.
9. Actuator according to claim 8, characterized in what it constitutes a member of a cardiac apparatus of assistance, the aforementioned pocket (5) possessing of the means to place it on the aorta (1) of an patient and to enable him to exert an action on the aorta.
10. Actuator according to claim 1, characterised in that the aforementioned deformable member resiliently includes/understands two symmetrical parts (30,32) possessing a common end, the rotary motion being exerted on this common end.
11. Actuator according to the claim 10, characterised in that the aforementioned parts (30,32) are flexible material envelopes, each one being confined in a deformable reinforcement subjected to that the movement of twist.

12. Actuator according to the claim 11, characterised in that the aforementioned reinforcements include/understand fibres presenting a low resistance at the twist and the inflection, these fibres being subjected to that the movement of twist.

13. Actuator according to any of claims 10 to the 12, characterised in that motor means are consisted an electric motor (23) concentric to that the deformable member resiliently and possessing a rotor (24) annular integral of the common end of the two parts (30,32) of the deformable member resiliently.

14. Actuator according to any of claims 10 to 12, characterised in that of the drive means (27,28) are envisaged between the common end of the two parts (30,32) of the aforesaid body and the motor means (25).

15. Actuator according to the claim 14, characterised in that the aforementioned drive means (27,28) are a system with gears, or rollers or belts.

16. Actuator according to any of claims 10 to 15, characterized in what it constitutes a member of an apparatus of cardiac assistance functioning in against-pulsation, the aforementioned deformable member resiliently (30,32) being inserted on the aorta (1) of an patient.

17. Actuator according to any of claims 1 to the 16, characterised in that body (3; 30,32) deformable resiliently placed in an enclosure (15,20) is filled with a gas and is connected to an apparatus of pressure compensation (16,21).

18. Actuator according to any of claims 1 to 17, characterised in that, the motor means being an electric motor (2), switching means (18) are designed to connect the motor on an electric power source when the motor must transmit a rotary motion, and to disconnect the motor of the source to transform it into generator of tension so as to charge of the energy storage means at the time of the return of the body (3; 30,32) deformable resiliently with its initial state.

⌂ top

①9 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

①1 N° de publication : **2 767 874**
(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

②1 N° d'enregistrement national : **97 10656**

⑤1 Int Cl⁶ : F 04 B 43/00, F 15 B 3/00, A 61 M 1/12

⑫

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②2 Date de dépôt : 26.08.97.

③0 Priorité :

④3 Date de mise à la disposition du public de la
demande : 05.03.99 Bulletin 99/09.

⑤6 Liste des documents cités dans le rapport de
recherche préliminaire : *Se reporter à la fin du
présent fascicule*

⑥0 Références à d'autres documents nationaux
apparentés :

⑦1 Demandeur(s) : COMMISSARIAT A L'ENERGIE ATO-
MIQUE ETABLISSEMENT DE CARACT SCIENT TECH ET
INDUST — FR.

⑦2 Inventeur(s) : LOCATELLI MARCEL, GROSS JEAN
ANTOINE et BOUVIER ALAIN.

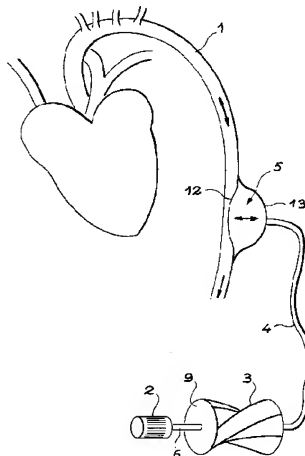
⑦3 Titulaire(s) :

⑦4 Mandataire(s) : BREVATOME.

⑤4 ACTIONNEUR POUR EXERCER UNE PRESSION DE FLUIDE, A FAIBLE CONSOMMATION D'ENERGIE.

⑤7 L'invention concerne un actionneur pour exercer une pression de fluide comprenant un moteur (2), susceptible de fournir un mouvement de rotation, et des moyens (3, 5) étanches audit fluide, déformables sous l'action du mouvement de rotation fourni par le moteur et destinés à être remplis dudit fluide. Les moyens étanches comprennent un organe (3) déformable élastiquement, le moteur et ledit organe étant agencés de façon que ledit organe soit soumis à un mouvement de torsion en réponse audit mouvement de rotation, le mouvement de torsion ayant pour effet d'exercer une pression sur le fluide, l'organe déformable élastiquement retournant à son état initial en l'absence de mouvement de rotation fourni.

Cet actionneur est en particulier destiné à faire partie d'un dispositif d'assistance cardiaque implantable fonctionnant en contre-pulsation.



FR 2 767 874 - A1



**ACTIONNEUR POUR EXERCER UNE PRESSION DE FLUIDE, A
FAIBLE CONSOMMATION D'ENERGIE**

Domaine technique

5

La présente invention concerne un actionneur pour exercer une pression de fluide, à faible consommation d'énergie.

10 Ce type de dispositif est particulièrement utile pour les situations où la source d'énergie a une capacité limitée et où l'autonomie est un paramètre primordial. C'est notamment le cas pour les systèmes d'assistance cardiaque implantés.

15 Les dispositifs d'assistance cardiaque actuellement utilisés, tels que le système NOVACOR[®] NP 100 de la société BAXTER et le HEARTMATE[®] IP de la société TCI utilisent une pompe cardiaque comprenant un actionneur et une chambre souple ou poche. La chambre souple se remplit ou se vide
20 périodiquement de sang sous l'action de l'actionneur. Cet actionneur est soit un électro-aimant, soit un moteur électrique avec transformation, au moyen d'une came, du mouvement circulaire fourni par le moteur électrique en mouvement linéaire. L'action mécanique se
25 fait sur la poche (en polyuréthane) placée en dérivation sur le ventricule gauche du patient. Des valves, permettant une circulation unidirectionnelle du sang, sont placées à l'entrée et à la sortie de la poche.

30 Ces dispositifs posent un certain nombre de problèmes. Leur fonctionnement, en parallèle avec le coeur natif, entraîne un fonctionnement non synergique de celui-ci avec pour conséquence, dans la plupart des cas, une dégradation des fonctions du coeur. Le
35 dispositif d'assistance doit donc suppléer en totalité

au ventricule gauche du patient ce qui, associé à un rendement moyen des actionneurs, implique une puissance électrique élevée (de l'ordre de 25 W). Il en résulte que l'alimentation électrique nécessaire pour assurer
5 une autonomie d'une journée doit être fournie par des batteries relativement volumineuses, non implantables dans le corps humain. Ces batteries sont extérieures au corps. Elles sont portées en bandoulière ou à la ceinture, la liaison électrique avec le dispositif
10 implanté se faisant par un câble transcutané.

Ces dispositifs causent aussi des micro ou macro-thromboembolismes qui sont dus notamment à la grande surface d'échange synthétique et à la conception hydraulique induisant des zones de turbulence ou de
15 stase. Les actionneurs et les vannes induisent un bruit important, entraînant une gêne pour le patient et son entourage. La sécurité de ces dispositifs est sujette à caution. Une déchirure de la poche peut entraîner une hémorragie ou une embolie gazeuse. Une panne quelconque
20 peut avoir des conséquences fatales en quelques secondes car le coeur natif ne travaille plus.

La mise en place d'un tel dispositif nécessite une circulation extracorporelle totale ainsi qu'une incision de l'apex du coeur pour la pose d'une
25 canule. Ces opérations sont toujours invalidantes pour le coeur natif.

On connaît également des projets de dispositifs utilisant des muscles squelettiques tels que le latissimus dorsi en tant qu'actionneur. Le
30 muscle peut être enroulé autour de l'aorte (aortomyoplastie) ou du coeur (cardiomyoplastie). Il peut également actionner indirectement une poche à sang à l'aide d'une transformation mécanique ou hydraulique. Le muscle est dans ce cas actionné périodiquement à
35 l'aide d'un appareil de type stimulateur de manière à

exercer une action mécanique sur le système cardio-vasculaire. Ces dispositifs présentent un certain nombre d'inconvénients. Leur mise en place nécessite une opération chirurgicale lourde et invalidante pour
5 un patient déjà affaibli. La transformation physiologique du muscle pour le rendre apte à un fonctionnement cyclique rapide nécessite un apprentissage de plusieurs semaines, ce qui fait que le dispositif d'assistance cardiaque n'est pas
10 opérationnel immédiatement après l'opération. Deux opérations sous anesthésie générale sont nécessaires pour mettre en place définitivement le système. A terme, des problèmes de fatigue du muscle peuvent apparaître. Enfin, l'efficacité du système du point de
15 vue de la mortalité à long terme est controversée.

Il a également été proposé, en particulier dans le brevet US-A-5 290 227, de placer une pompe centrifuge en série sur l'aorte montante et fonctionnant en phase avec le coeur natif. Le
20 fonctionnement de la pompe dans cette partie de l'aorte permet de bien alimenter le cerveau et le haut du corps dont les ramifications aboutissent à la crosse aortique. Cependant, la mise en place de la pompe centrifuge nécessite une circulation extra-corporelle
25 totale, toujours invalidante. Les artères coronaires gauche et droite étant situées immédiatement en sortie du coeur après la valve aortique, et donc en amont de la turbine d'assistance, le fonctionnement en systole de la pompe centrifuge provoque une diminution de la
30 pression coronaire et donc un déficit coronaire gauche et surtout droit.

On connaît également des pompes centrifuges placées en dérivation sur le ventricule gauche. Ces dispositifs permettent potentiellement une meilleure
35 fiabilité du fait de l'absence de diaphragme ou de sac

en matériau polymère dont la tenue dans le temps, avec des sollicitations répétées, est toujours problématique. De plus, ils permettent également de s'affranchir du délicat problème constitué par la compensation en pression résultant des variations de volume des poches. Néanmoins, de sérieux problèmes subsistent concernant : la fiabilité des roulements ou des paliers, des problèmes de thrombus sur les paliers, des problèmes de bruit, la nécessité d'une circulation extra-corporelle pour la mise en place de ces dispositifs. En outre, une panne de la pompe peut entraîner un fonctionnement en circuit fermé du coeur car il n'y a pas de valve. De plus, il y a risque de coagulation dans la branche en dérivation.

On connaît par ailleurs des dispositifs d'assistance cardiaque fonctionnant en contre-pulsation. Les pompes à ballonnet intra-aortique (IABP) sont utilisées cliniquement depuis les années 1960 en récupération de choc cardiaque. Le ballonnet est inséré dans l'aorte du patient, généralement par l'artère fémorale. Une console extérieure permet de gonfler et de dégonfler le ballonnet, avec de l'hélium, en synchronisme avec le coeur. Le ballonnet est gonflé en diastole et dégonflé en systole. Le dégonflage du ballonnet diminue la post-charge du coeur qui, de ce fait, éjecte plus de sang. Le gonflage du ballonnet en diastole remonte la pression aortique et force le sang dans le circuit artériel. Néanmoins, les IABP ne sont pas adaptés à une assistance à long terme pour au moins deux raisons. D'une part, le ballonnet n'y résisterait pas d'un point de vue mécanique. D'autre part, le fonctionnement nécessite une console et un stockage de gaz externe peu compatible avec une vie normale. De plus, le passage percutané des tubulures pneumatiques constitue une source d'infection importante.

On peut aussi utiliser l'aortomyoplastie pour exercer l'action de contre-pulsation, en enroulant un muscle squelettique (généralement le latissimus dorsi) autour de l'aorte. Ce procédé présente les
5 inconvénients mentionnés plus haut quant à l'utilisation des muscles squelettiques. De plus, on peut craindre une lésion de la paroi aortique à cause des compressions répétées de l'aorte.

L'article de A. KANTROWITZ et al. intitulé
10 "A Mechanical Auxiliary Ventricle. Histologic Responses to Long-term, Intermittent Pumping in Calves", paru dans la revue Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs, Vol. 41, pages M340-M345, 1995, décrit un projet expérimenté chez l'animal. Un ballon extra-aortique est
15 mis en action selon le même principe que l'IABP. Ce système présente toujours l'inconvénient de nécessiter une source d'énergie pneumatique portable, mais extérieure.

D'autres projets, utilisant le principe de
20 la contre-pulsation, ont été divulgués. Ils sont décrits dans les documents WO 93/05827, EP-A-0 216 042, WO 92/08500 et US-A-4 979 936.

Dans US-A-4 938 766, R.K. JARVIK décrit des dispositifs implantés sur l'aorte et réalisant un
25 stockage hydraulique passif avec transfert d'énergie hydraulique entre la phase systole et la phase diastole. Les systèmes de stockage décrits sont soit mécaniques (à l'aide d'une structure ressort), soit magnétiques (à l'aide d'aimants permanents). Ces
30 dispositifs n'ont apparemment pas été testés pratiquement. De toutes façons, le gain réel de débit cardiaque devrait être limité, les dispositifs n'apportant aucune énergie au système cardiaque.

Etat de la technique antérieure

La contre-pulsation est produite pendant la diastole par réduction du volume de l'aorte, ce qui se traduit par une augmentation momentanée du flux sanguin. Cette réduction de volume de l'aorte est obtenue par déformation de l'enveloppe de l'aorte. Du fait de la rigidité importante de l'aorte, une membrane souple est insérée dans le circuit aortique et c'est sur elle qu'est appliquée la déformation. A cause des risques d'hémolyse, les déformations de la membrane doivent être contrôlées. Une solution consiste à produire la déformation par l'application d'une pression externe sur une membrane de structure et géométrie adaptées. La pression externe est transmise par un fluide. Pour des raisons de sécurité, ce fluide est un liquide compatible avec le fonctionnement du circuit sanguin. Un gaz est à proscrire en raison des risques d'embolie en cas de rupture de la membrane.

Le contrôle de la pression du fluide est obtenu par un actionneur dont le cycle de travail présente deux phases distinctes : une phase moteur et une phase de récupération. Pendant la phase moteur, le fluide sert à comprimer la membrane insérée dans le circuit aortique. Dans ce cas, la pression du fluide doit être supérieure à celle régnant dans le système sanguin. Pendant la phase de récupération, le flux sanguin produit par le coeur repousse le fluide.

Afin de minimiser l'énergie consommée, l'actionneur doit posséder un rendement élevé pendant la phase moteur du cycle de fonctionnement et présenter une compliance élevée pendant la phase de récupération.

Les actionneurs de l'art connu utilisent soit un moteur électrique rotatif agissant sur une poche, via un système à came, ou commandant un piston

ou un soufflet à déplacement rectiligne, soit un électro-aimant agissant directement sur une poche. Dans le cas du soufflet, la transformation du mouvement de rotation, fourni par le moteur, en mouvement de translation se fait par l'intermédiaire d'un système vis-écrou ou d'une vis sans fin. De tels dispositifs sont de conception assez complexe afin d'atteindre des rendements élevés et donc de fiabilité limitée.

Pendant la phase de récupération les systèmes de type à came ou vis-écrou ou vis sans fin ne sont pas réversibles. Ceci implique qu'il faut fournir de l'énergie au moteur pour accompagner le déplacement de volume provoqué par le flux sanguin.

Généralement, l'actionneur fonctionne dans un espace forcément limité. Afin de permettre la variation de volume du soufflet l'espace de l'actionneur externe au soufflet est rempli d'un gaz dont la pression est proche de celle du système sanguin. La variation de volume du soufflet se traduit obligatoirement par une variation de pression du gaz qui s'oppose au mouvement du soufflet. Ceci se traduit par une baisse de la compliance du soufflet et donc une baisse du rendement global. Pour limiter ce phénomène, des systèmes de compensation de volume permettant de limiter les variations de pression ont été proposées, par exemple dans le brevet US-A-5 207 709 ou dans l'article "Development of Compliance Chamber Diaphragms with Reduced Permeability " de C.R. McMILLIN et al., paru dans la revue J. Biomed. Mater. Res. : Applied Biomaterials, Vol. 23, No A1, pages 117-128, 1989. Ces systèmes utilisent un volume déformable implanté dont l'enveloppe déformable présente des problèmes de fibrination qui limitent leur efficacité. Une solution à ces problèmes consiste à utiliser l'élasticité du système pour emmagasiner de l'énergie pendant la phase

de récupération et pour la restituer pendant la phase moteur. Cette solution se traduit par une charge supplémentaire pour le coeur pendant la systole et il est important de la limiter, de la contrôler. Dans
5 l'art antérieur, des ressorts sont utilisés et le contrôle de leur rigidité implique des système complexes.

Exposé de l'invention

10

La présente invention permet de remédier aux inconvénients de l'art antérieur.

Il est proposé un actionneur pour exercer une pression de fluide comprenant des moyens moteurs, susceptibles de fournir un mouvement de rotation, et
15 des moyens étanches audit fluide, déformables sous l'action du mouvement de rotation fourni par les moyens moteurs et destinés à être remplis dudit fluide, caractérisé en ce que les moyens étanches comprennent
20 un organe déformable élastiquement, les moyens moteurs et ledit organe étant agencés de façon que ledit organe soit soumis à un mouvement de torsion en réponse audit mouvement de rotation, le mouvement de torsion ayant pour effet d'exercer une pression sur le fluide,
25 l'organe déformable élastiquement retournant à son état initial en l'absence de mouvement de rotation fourni.

Avantageusement, ledit organe déformable élastiquement est constitué d'une enveloppe souple confinée dans une armature déformable, ladite armature
30 étant soumise au mouvement de torsion. Selon un mode de réalisation avantageux, l'armature comprend des fibres présentant une faible résistance à la torsion et à la flexion, ces fibres étant soumises audit mouvement de torsion. L'organe déformable élastiquement peut avoir
35 la forme d'un cylindre. Dans ce cas, les fibres de

l'armature peuvent relier les bases du cylindre, l'une des bases étant soumise au mouvement de rotation fourni par les moyens moteurs et l'autre base étant fixe.

Les moyens moteurs peuvent être constitués
5 par un moteur électrique dont le rotor est relié mécaniquement à l'organe déformable élastiquement. Dans une première variante, le stator du moteur électrique est plus long que le rotor de manière à tenir compte d'un déplacement axial du rotor lorsque le mouvement de
10 torsion auquel est soumis ledit organe déformable élastiquement entraîne une modification de dimension dudit organe provoquant ledit déplacement axial du rotor. Dans une seconde variante, l'organe déformable élastiquement peut posséder des moyens compensateurs
15 empêchant une modification de dimension dudit organe qui tendrait à provoquer un déplacement axial du rotor lorsque ledit organe est soumis au mouvement de torsion. Ces moyens compensateurs sont par exemple constitués par des fibres dont la longueur est telle
20 qu'elles sont courbées lorsque ledit organe n'est pas soumis audit mouvement de torsion.

Les moyens étanches peuvent comprendre en outre une poche en communication de fluide avec ledit organe, ledit mouvement de torsion ayant pour
25 conséquence de réduire le volume offert par ledit organe audit fluide et d'augmenter en proportion le volume offert par ladite poche audit fluide. Cet actionneur peut avantageusement constituer un élément d'un dispositif d'assistance cardiaque, ladite poche
30 possédant des moyens pour la placer sur l'aorte d'un patient et pour lui permettre d'exercer une action sur l'aorte.

L'organe déformable élastiquement peut comprendre deux parties symétriques possédant une
35 extrémité commune, le mouvement de rotation étant

exercé sur cette extrémité commune. Avantageusement, lesdites parties sont des enveloppes en matériau souple, chacune étant confinée dans une armature déformable soumise audit mouvement de torsion. Les
5 armatures peuvent comprendre des fibres présentant une faible résistance à la torsion et à la flexion, ces fibres étant soumises audit mouvement de torsion. Les moyens moteurs peuvent être constitués par un moteur électrique concentrique audit organe déformable
10 élastiquement et possédant un rotor annulaire solidaire de l'extrémité commune de ces deux parties. Selon une autre réalisation, des moyens d'entraînement sont prévus entre l'extrémité commune des deux parties dudit organe et les moyens moteurs. Ces moyens d'entraînement
15 peuvent être un système à engrenages, ou à galets ou à courroies. Cet actionneur peut constituer un élément d'un dispositif d'assistance cardiaque fonctionnant en contre-pulsation, ledit organe déformable élastiquement étant inséré sur l'aorte d'un patient.

20 L'organe déformable élastiquement peut être placé dans une enceinte remplie d'un gaz et raccordée à un dispositif de compensation de pression.

Si les moyens moteurs sont un moteur électrique, il est avantageux de prévoir des moyens de
25 commutation pour brancher le moteur sur une source d'alimentation électrique quand le moteur doit transmettre un mouvement de rotation, et pour débrancher le moteur de la source pour le transformer en générateur de tension de manière à charger des
30 moyens de stockage d'énergie lors du retour de l'organe déformable élastiquement à son état initial.

Brève description des dessins

L'invention sera mieux comprise et d'autres avantages et particularités apparaîtront à la lecture de la description qui va suivre, donnée à titre d'exemple non limitatif, accompagnée des dessins annexés parmi lesquels :

- la figure 1 représente, de manière schématique, un actionneur selon l'invention et utilisé en tant qu'élément d'un dispositif d'assistance cardiaque fonctionnant en contre-pulsation ;
- la figure 2 représente un élément de l'actionneur selon l'invention ;
- la figure 3 représente une première variante d'un actionneur selon l'invention ;
- la figure 4 représente une seconde variante d'un actionneur selon l'invention ;
- la figure 5 représente un actionneur du type réversible, selon l'invention ;
- la figure 6 représente une première variante d'un actionneur à organe déformable à deux parties symétriques, selon l'invention ;
- la figure 7 représente une deuxième variante d'un actionneur à organe déformable à deux parties symétriques, selon l'invention.

Description détaillée de modes de réalisation de l'invention

La figure 1 représente un actionneur selon l'invention et utilisé dans un dispositif d'assistance cardiaque fonctionnant en contre-pulsation. Il permet d'exercer une pression de fluide sur la partie descendante de l'aorte 1 d'un patient. L'actionneur comprend un moteur rotatif 2, par exemple un moteur

électrique. Dans d'autres applications, ce moteur pourrait être un moteur hydraulique, un moteur pneumatique, un moteur piézoélectrique ou acoustique. L'actionneur comprend aussi un organe 3, déformable
5 élastiquement, relié par un conduit souple 4 à une poche 5 placée sur l'aorte. L'organe 3, le conduit souple 4 et la poche 5 sont remplis d'un fluide biocompatible, par exemple du sérum physiologique ou un substitut du sang tel que le Dextran®.

10 L'organe 3 est représenté seul et en position de repos à la figure 2. Il constitue un soufflet déformable par torsion sous l'effet du mouvement de rotation qui lui est communiqué par l'axe 6 solidaire du rotor du moteur 2.

15 Afin de garantir un rendement élevé, l'organe ou soufflet 3 doit présenter une compliance élevée. Une façon d'obtenir cette propriété est de réaliser le soufflet 3 au moyen d'une enveloppe étanche et très souple 7 (par exemple en silicone ou en latex)
20 associée à une armature 8 qui développe le mouvement de torsion en réponse au mouvement de rotation communiqué par l'axe 6.

L'armature 8 du soufflet 3 est par exemple de forme cylindrique. Dans ce cas, elle présente deux
25 bases 9 et 10, en matériau rigide, reliées entre elles par des fibres 11 présentant une faible résistance à la torsion et à la flexion. Ces fibres peuvent être en matériau synthétique (par exemple en Kevlar® ou en Nylon® ou métallique (par exemple en acier inoxydable
30 ou en tungstène).

La base 9 est rendue solidaire de l'axe 6 du moteur électrique 2 tandis que la base 10 est fixée à une partie, non représentée sur la figure 1, du dispositif d'assistance cardiaque. Ainsi, un mouvement
35 de rotation communiqué à la base 9 du soufflet 3

provoque la torsion du soufflet, ce qui réduit son volume interne. Une partie du fluide contenu dans le soufflet est donc expulsée, grâce au conduit souple 4, vers la poche 5. Celle-ci est en contact avec le sang circulant dans l'aorte grâce à une membrane souple 12 insérée dans la paroi de l'aorte. Le reste de la poche 5 constitue une coque rigide 13. Ainsi, une arrivée de fluide dans la poche 5 correspond à une diminution de l'aorte.

10 Un soufflet en forme de cylindre de révolution voit sa longueur diminuer sous l'effet de la torsion. L'une des bases du soufflet étanche étant solidaire d'une paroi 14 du dispositif d'assistance cardiaque, (voir la figure 3) l'axe 6 du moteur 2 est
15 donc sollicité axialement. Pour tenir compte de cet effet, on peut choisir un moteur 2 qui possède un stator 15 plus long que son rotor 16, comme le montre la figure 3. On peut aussi utiliser un arbre de transmission cannelé permettant le mouvement axial.

20 Une autre solution, illustrée par la figure 4, consiste à éviter le déplacement axial de la base 9 du soufflet 3 en utilisant des fibres 11, reliant les bases 9 et 10, plus longues que le soufflet. Sur la figure 4, le soufflet est représenté en traits pleins à l'état de repos et en traits interrompus en fin de torsion. En trait mixte, on a représenté la forme limite que peut prendre une fibre 11 en fin de torsion
25 pour éviter une sollicitation axiale de l'axe 6.

La figure 5 représente un actionneur selon
30 l'invention disposé dans une enceinte 15, comme cela est le cas pour un élément de dispositif d'assistance cardiaque. L'intérieur de l'enceinte 15 est rempli d'un gaz à une pression déterminée. Pour éviter une variation de pression de ce gaz due à la variation de
35 volume du soufflet 3, l'enceinte 15 est raccordée à une

chambre de compliance 40 grâce au conduit souple 17. Cette chambre de compliance est destinée à varier en volume afin de compenser les variations du volume occupé par le gaz dans l'enceinte 15.

5 Le soufflet 3 étant déformable élastiquement, l'actionneur selon l'invention constitue un système réversible. Il ne nécessite pas d'apport d'énergie pendant la phase de récupération. Le moteur électrique 2 peut alors être utilisé comme générateur
10 au cours de cette phase. Un commutateur 18 permet de brancher le moteur 2 soit sur une batterie d'alimentation pour obtenir la torsion du soufflet 3, soit vers un élément 19. Cet élément 19 peut être un élément de stockage d'énergie, par exemple une capacité
15 de stockage. L'élément 19 peut aussi être une charge électrique permettant de contrôler la compliance.

L'actionneur selon l'invention peut être monté directement sur l'aorte 1 comme cela est représenté sur les figures 6 et 7. Dans ce cas, il
20 comporte deux soufflets symétriques insérés sur l'aorte permettant d'assurer la continuité du flux sanguin véhiculé par l'aorte. Les figures 6 et 7 montrent les soufflets 30 et 32 insérés sur l'aorte. Ils sont placés à l'intérieur d'une enceinte 20 rempli de gaz et reliée
25 à une chambre de compliance 21. Les soufflets sont optimisés pour limiter les risques de détérioration du sang, la formation de plis et pour éviter les efforts axiaux pendant le mouvement de torsion du soufflet. Une partie centrale tubulaire 31 permet d'assurer un
30 passage permanent du flux sanguin à travers l'actionneur.

Le moteur électrique 23 peut être concentrique aux soufflets comme le montre la figure 6 où le rotor 24 du moteur est annulaire et solidaire des
35 soufflets 30 et 32 par leurs extrémités adjacentes.

Le moteur électrique 25 peut aussi être disposé parallèlement aux soufflets 30 et 32. Dans ce cas, l'entraînement se fait par engrenage. L'axe 26 du moteur 25 entraîne une roue dentée 27 en rotation, 5 cette roue dentée 27 s'engrenant avec une couronne dentée 28 reliée aux extrémités adjacentes des soufflets 30 et 32.

REVENDEICATIONS

1. Actionneur pour exercer une pression de
5 fluide comprenant des moyens moteurs (2,23,25),
susceptibles de fournir un mouvement de rotation, et
des moyens étanches audit fluide, déformables sous
l'action du mouvement de rotation fourni par les moyens
moteurs et destinés à être remplis dudit fluide,
10 caractérisé en ce que les moyens étanches comprennent
un organe (3,30) déformable élastiquement, les moyens
moteurs et ledit organe étant agencés de façon que
ledit organe soit soumis à un mouvement de torsion en
réponse audit mouvement de rotation, le mouvement de
15 torsion ayant pour effet d'exercer une pression sur le
fluide, l'organe déformable élastiquement retournant à
son état initial en l'absence de mouvement de rotation
fourni.

2. Actionneur selon la revendication 1,
20 caractérisé en ce que ledit organe (3) déformable
élastiquement est constitué d'une enveloppe souple (7)
confinée dans une armature déformable (8), ladite
armature étant soumise au mouvement de torsion.

3. Actionneur selon la revendication 2,
25 caractérisé en ce que ladite armature (8) comprend des
fibres (11) présentant une faible résistance à la
torsion et à la flexion, ces fibres étant soumises
audit mouvement de torsion.

4. Actionneur selon la revendication 3,
30 caractérisé en ce que ledit organe(3) déformable
élastiquement ayant la forme d'un cylindre, les fibres
(11) de l'armature (8) relient les bases (9,10) du
cylindre, l'une des bases (9) étant soumise au
mouvement de rotation fourni par les moyens moteurs (2)
35 et l'autre base (10) étant fixe.

5. Actionneur selon l'une quelconque des revendications 1 à 4, caractérisé en ce que les moyens moteurs étant constitués par un moteur électrique (2) dont le rotor (16) est relié mécaniquement audit organe (3) déformable élastiquement, le stator (15) du moteur électrique est plus long que le rotor de manière à tenir compte d'un déplacement axial du rotor (16) lorsque le mouvement de torsion auquel est soumis ledit organe (3) déformable élastiquement entraîne une modification de dimension dudit organe provoquant ledit déplacement axial du rotor.

6. Actionneur selon l'une quelconque des revendications 1 à 4, caractérisé en ce que les moyens moteurs étant constitués par un moteur électrique (2) dont le rotor est relié mécaniquement audit organe (3) déformable élastiquement, ledit organe possède des moyens compensateurs (11) empêchant une modification de dimension dudit organe qui tendrait à provoquer un déplacement axial du rotor lorsque ledit organe est soumis au mouvement de torsion.

7. Actionneur selon la revendication 6, caractérisé en ce que lesdits moyens compensateurs sont constitués par des fibres (11) dont la longueur est telle qu'elles sont courbées lorsque ledit organe (3) n'est pas soumis audit mouvement de torsion.

8. Actionneur selon l'une quelconque des revendications 1 à 7, caractérisé en ce que les moyens étanches comprennent en outre une poche (5) en communication de fluide avec ledit organe (3), ledit mouvement de torsion ayant pour conséquence de réduire le volume offert par ledit organe audit fluide et d'augmenter en proportion le volume offert par ladite poche audit fluide.

9. Actionneur selon la revendication 8, caractérisé en ce qu'il constitue un élément d'un

dispositif d'assistance cardiaque, ladite poche (5) possédant des moyens pour la placer sur l'aorte (1) d'un patient et pour lui permettre d'exercer une action sur l'aorte.

5 10. Actionneur selon la revendication 1, caractérisé en ce que ledit organe déformable élastiquement comprend deux parties symétriques (30,32) possédant une extrémité commune, le mouvement de rotation étant exercé sur cette extrémité commune.

10 11. Actionneur selon la revendication 10, caractérisé en ce que lesdites parties (30,32) sont des enveloppes en matériau souple, chacune étant confinée dans une armature déformable soumise audit mouvement de torsion.

15 12. Actionneur selon la revendication 11, caractérisé en ce que lesdites armatures comprennent des fibres présentant une faible résistance à la torsion et à la flexion, ces fibres étant soumises audit mouvement de torsion.

20 13. Actionneur selon l'une quelconque des revendications 10 à 12, caractérisé en ce que les moyens moteurs sont constitués par un moteur électrique (23) concentrique audit organe déformable élastiquement et possédant un rotor (24) annulaire solidaire de
25 l'extrémité commune des deux parties (30,32) de l'organe déformable élastiquement.

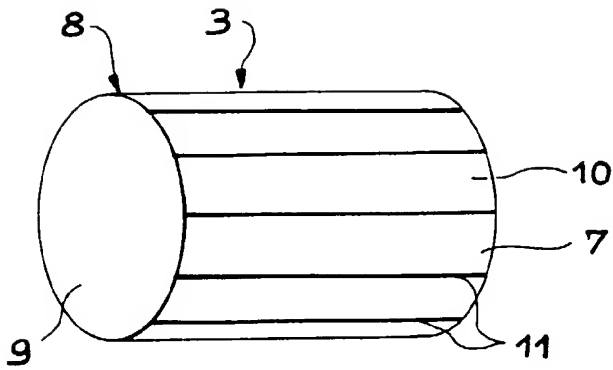
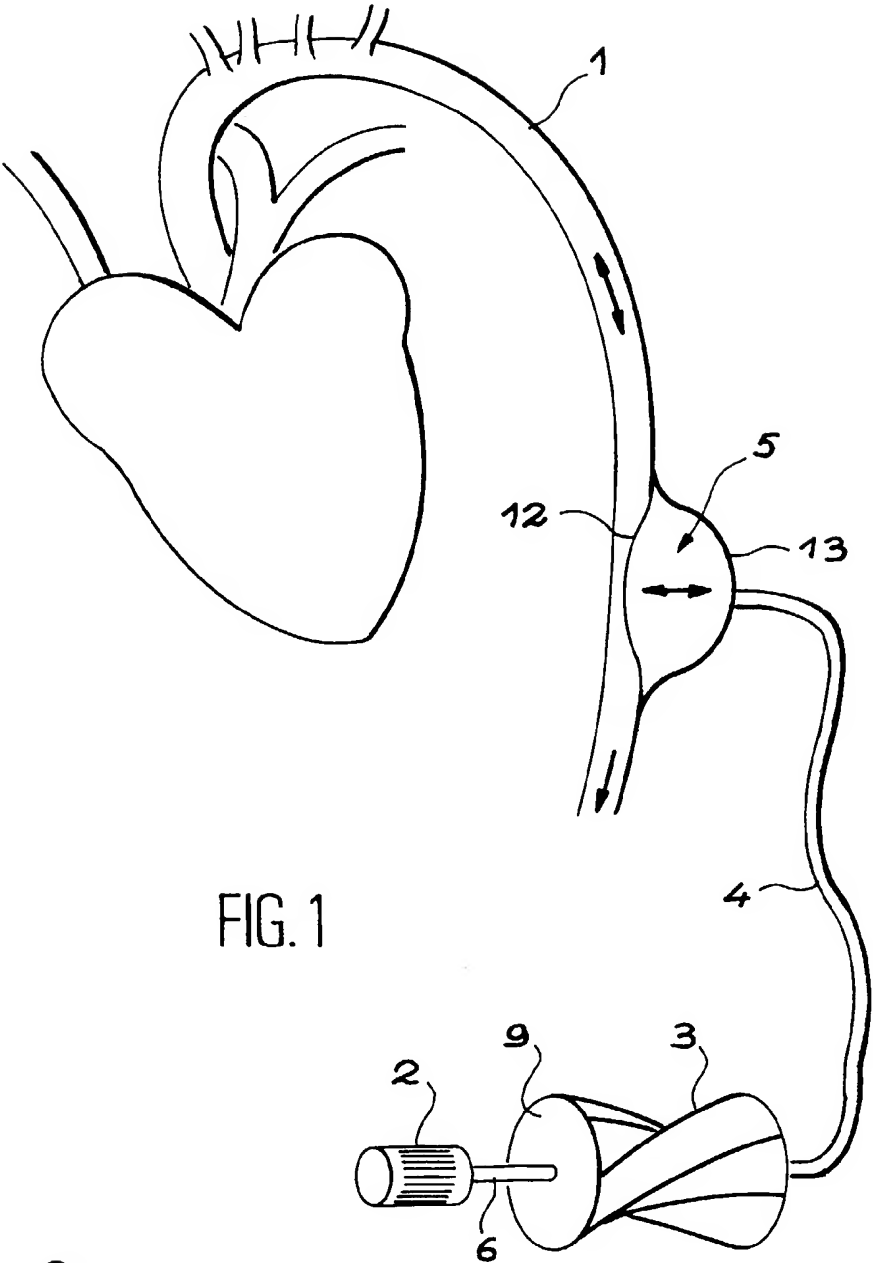
 14. Actionneur selon l'une quelconque des revendications 10 à 12, caractérisé en ce que des moyens d'entraînement (27,28) sont prévus entre
30 l'extrémité commune des deux parties (30,32) dudit organe et les moyens moteurs (25).

 15. Actionneur selon la revendication 14, caractérisé en ce que lesdits moyens d'entraînement (27,28) sont un système à engrenages, ou à galets ou à
35 courroies.

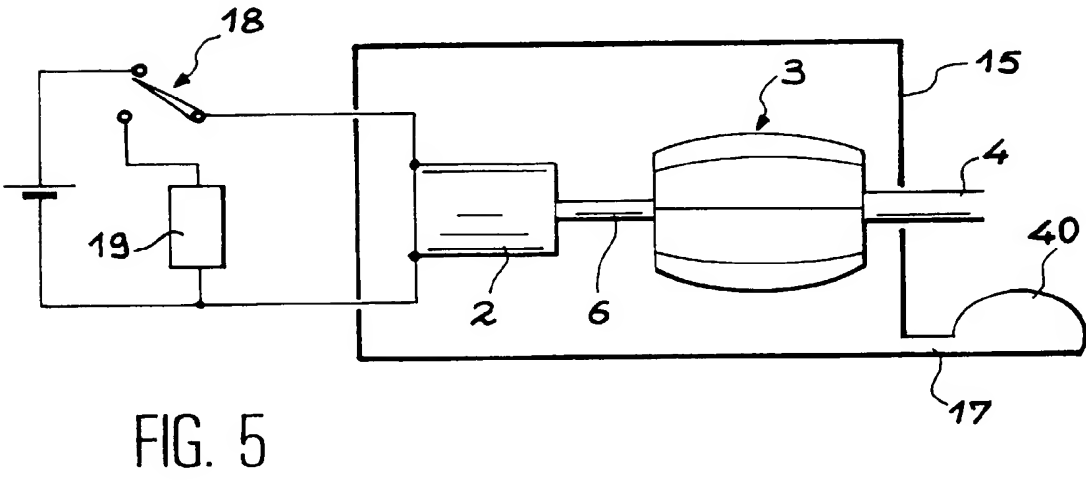
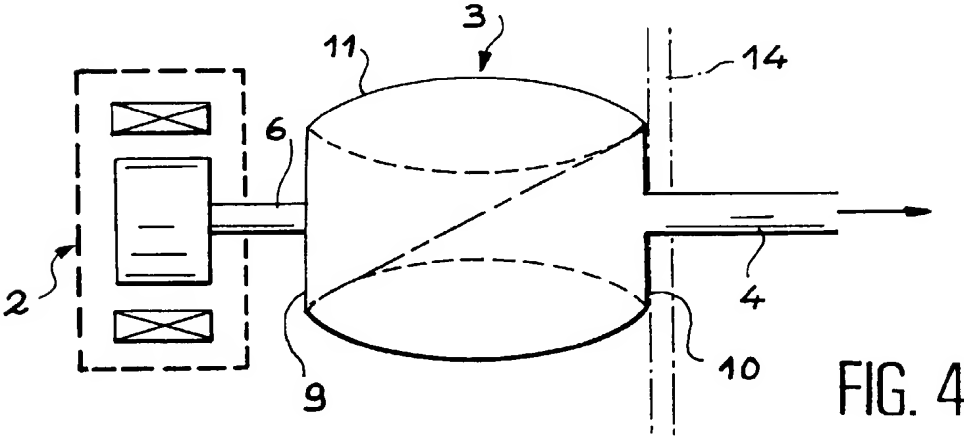
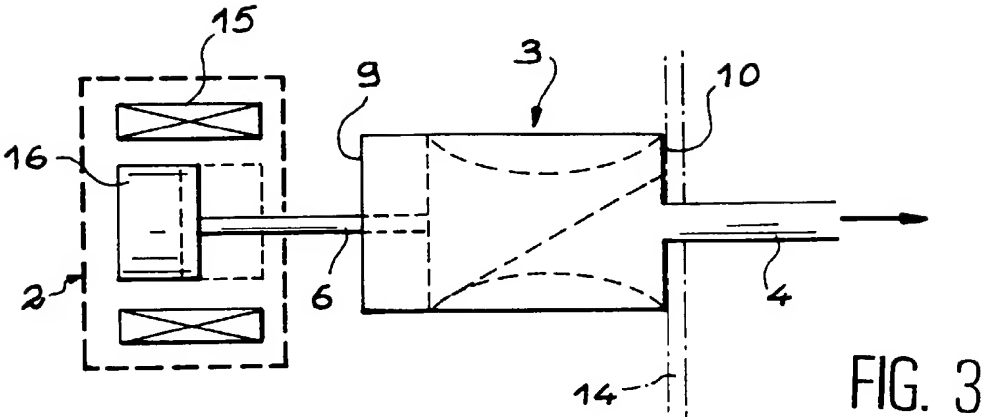
16. Actionneur selon l'une quelconque des revendications 10 à 15, caractérisé en ce qu'il constitue un élément d'un dispositif d'assistance cardiaque fonctionnant en contre-pulsation, ledit
5 organe déformable élastiquement (30,32) étant inséré sur l'aorte (1) d'un patient.

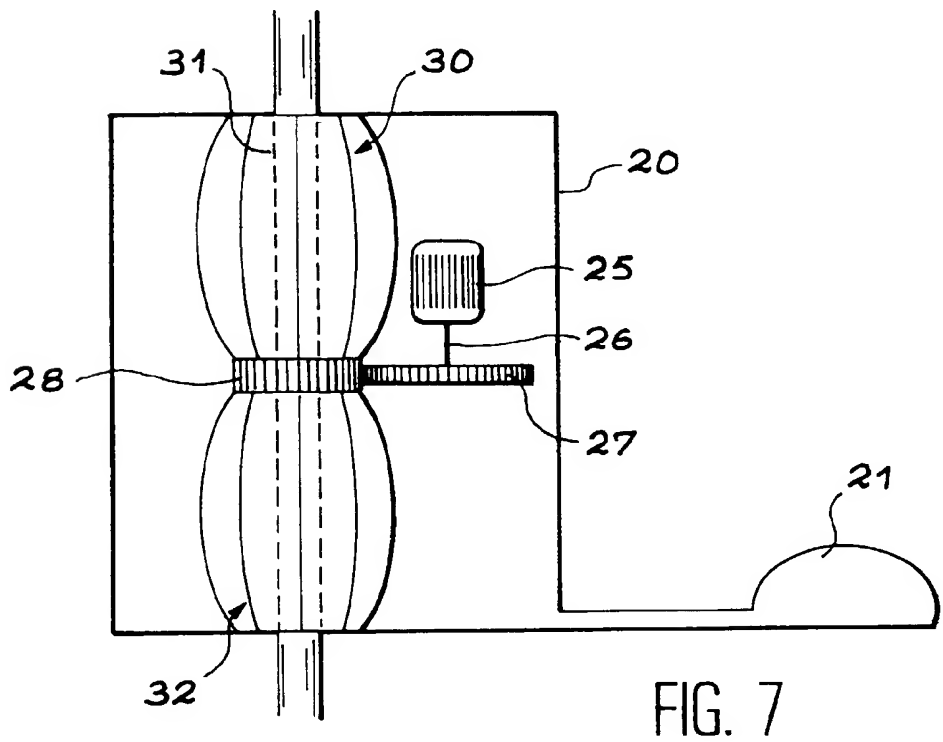
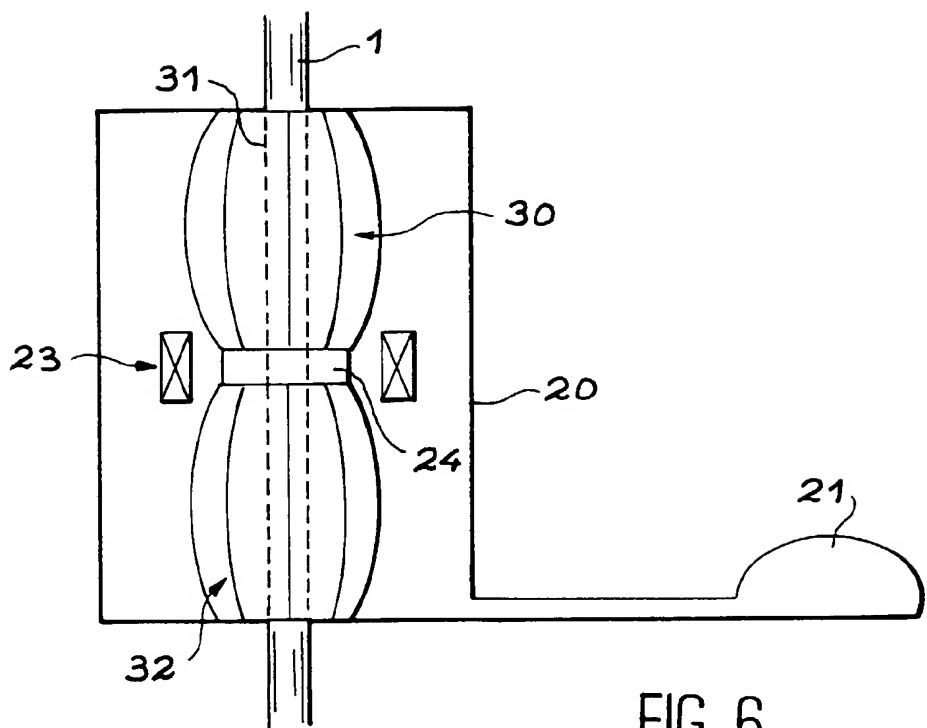
17. Actionneur selon l'une quelconque des revendications 1 à 16, caractérisé en ce que l'organe (3;30,32) déformable élastiquement est placé dans une
10 enceinte (15,20) remplie d'un gaz et raccordée à un dispositif de compensation de pression (16,21).

18. Actionneur selon l'une quelconque des revendications 1 à 17, caractérisé en ce que, les moyens moteurs étant un moteur électrique (2), des
15 moyens de commutation(18) sont prévus pour brancher le moteur sur une source d'alimentation électrique quand le moteur doit transmettre un mouvement de rotation, et pour débrancher le moteur de la source pour le transformer en générateur de tension de manière à
20 charger des moyens de stockage d'énergie lors du retour de l'organe (3;30,32) déformable élastiquement à son état initial.



2/3





INSTITUT NATIONAL
de la
PROPRIETE INDUSTRIELLERAPPORT DE RECHERCHE
PRELIMINAIRE
établi sur la base des dernières revendications
déposées avant le commencement de la rechercheFA 546955
FR 9710656

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		Revendications concernées de la demande examinée
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	
X	DE 196 00 667 A (KLOPP RAINER L M DIPL ING) 17 juillet 1997 * colonne 2, ligne 30 - colonne 3, ligne 35 *	1-4
X	US 3 066 853 A (LANDENBERGER, EUGEN) 4 décembre 1962 * colonne 2, ligne 37 - colonne 3, ligne 6 *	1,2,5 17,18
X	GB 1 242 418 A (SUSQUEHANNA CORPORATION) 11 août 1971 * colonne 1, ligne 17 - colonne 2, ligne 86 *	1,2 5,9
A	US 5 090 297 A (PAYNTER HENRY M) 25 février 1992 * colonne 8, ligne 10 - ligne 22 * * colonne 10, ligne 24 - ligne 62 * * figure 3 *	1,2,4, 10,14,15
A	US 4 108 050 A (PAYNTER HENRY M) 22 août 1978 * colonne 2, ligne 43 - colonne 3, ligne 25 * * colonne 4, ligne 65 - colonne 5, ligne 18 * * figure 7 *	1-4, 10-12
A	EP 0 209 828 A (PAYNTER HENRY M) 28 janvier 1987 * page 12, ligne 1 - page 13, ligne 6 * * figure 4 *	1-4,6-8
Date d'achèvement de la recherche		Examineur
19 mai 1998		Jungfer, J
<p>CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES</p> <p>X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : pertinent à l'encontre d'au moins une revendication ou arrière-plan technologique général O : divulgation non-écrite P : document intercalaire</p> <p>T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure. D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant</p>		